

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-74146

(P2005-74146A)

(43) 公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/08

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/08

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2003-311468(P2003-311468)

(22) 出願日

平成15年9月3日(2003.9.3)

特許法第30条第1項適用申請有り

(71) 出願人 598033011

金井 浩

宮城県仙台市青葉区柏木3-3-25-1

O 1

(74) 代理人 100113930

弁理士 鮫島 正洋

(72) 発明者 金井 浩

仙台市青葉区柏木3-3-25-1 O 1

(72) 発明者 長谷川英之

仙台市青葉区栗生1丁目6-15-2 O 2

F ターム(参考) 4C601 BB21 DD14 DD19 EE09 EE22

GB12 HH02 HH14 HH21 HH27

HH31 JC08

(54) 【発明の名称】超音波測定方法、超音波発生機構

(57) 【要約】

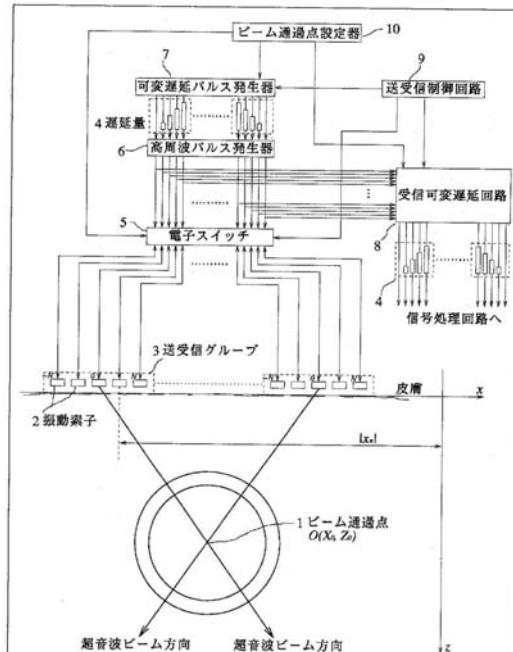
【課題】

超音波ビームと血管壁が常に実質的に垂直となるように走査する超音波測定方法及びこれに用いる測定装置を提供し、各超音波ビーム照射位置において血管壁の内膜・中膜領域を精度良く描出するとともに、血管壁の運動を正確に測定できるようにすること。

【解決手段】

複数の振動子がリニア配列されたアレイ振動子と、前記各振動子に対応して設けられた遅延器群と、前記各振動子の励振を制御することにより超音波ビームを形成させる制御手段であって、前記各遅延器の遅延量を制御することにより、超音波ビームが血管壁と実質的に直交するように走査させる制御手段とを有する超音波測定装置。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

管を超音波で測定する超音波測定方法であって、第1の超音波発信ビームと第2の超音波発信ビームを前記管の内壁に対して実質的に垂直に当て、前記第1の超音波発信ビームは前記第2の超音波発信ビームと平行ではない、超音波測定方法。

【請求項 2】

前記第1の超音波発信ビームと第2の超音波発信ビームは、前記管の内壁に対して $90 \pm 14^\circ$ の角度を有する、請求項1の超音波測定方法。

【請求項 3】

管を超音波で測定するための超音波測定機構であって、

前記管の内壁に対して実質的に垂直に発信された第1の超音波発信ビームとは異なり、かつ、前記管の内壁に対して実質的に垂直な方向に第2の超音波発信ビームを発信する超音波発信手段を具備する、超音波発生機構。

【請求項 4】

上記超音波発信手段は、複数の振動素子からなり、それぞれの前記振動素子に対して予め定められた遅延量を入力することによって、前記超音波発信ビームを発信する、請求項3の超音波発生機構。

【請求項 5】

前記第1の超音波発信ビームと第2の超音波発信ビームは、前記管の内壁に対して $90 \pm 14^\circ$ の角度を有する、請求項3または請求項4の超音波発生機構。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体に超音波を送受信することにより、血管壁の厚さの拍動に伴う微小な変化や粘弾性特性などの物理的特性を取得するための測定方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器疾患による死亡率の増加が社会的な問題となっている。動脈硬化症はそれら疾患の主因の一つであることから、その早期診断と生活習慣の是正に対する必要性が高まっている。動脈硬化の度合いを測定するための一つの方法として、血管に対する超音波診断法がある。超音波を用いた動脈硬化症の診断は、非侵襲的で患者に与える負担が少ないため、臨床の場で広く用いられている。

【0003】

超音波による血管の診断においては、心拍動に伴う数十ミクロンの微小な動脈壁厚変化を位相差トラッキング法を用いて超音波計測し、動脈の局所的な弾性特性を算出することが行われている（非特許文献1）。

【非特許文献1】H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa, N. Chubachi, "Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferro-electrics, and Frequency Control, Vol. 43, pp. 791-810, 1996

【0004】

ところで、血管に対する超音波計測においては、超音波ビームが血管壁に対し直交に近い状態で入射されないと、心拍動に伴う血管壁の微小な変化を精度良く検出することができない。これは、かかる直交性が保たれていないと、血管壁の厚みの変化方向とビームの方向が異なることにより、計測位置ずれが生じるためである。

【0005】

超音波ビームと血管壁が直交する範囲を広くするため、頸動脈など表在性の血管の測定には、血管軸と平行にプローブを設置するリニア走査を用いて、長軸断面で計測することが広く行われている（特許文献1）。また、図1(a)に示されるようなリニア走査により血管軸に沿った断面（長軸断面）のみならず、図1(b)に示すような血管軸に垂直な断面（短軸断面）における断層像の測定も行われている。

10

20

30

40

50

【特許文献 1】特公昭 39 - 21580 号公報

【0006】

リニア走査においては、超音波ビームが互いに平行となるように走査されるため、血管の短軸（輪切り）断面では、血管の中心〇を通る超音波ビームしか血管壁に対して実質的に垂直にはならない。超音波ビームと血管壁の直交性が保たれない場合（図 2 (a) の右側の垂直線で示す）には、血管壁で反射される超音波ビームは血管壁と垂直方向に反射される傾向にあるので、探触子方向に戻ってくる反射波成分が小さくなる。そのため、リニア走査で得られた短軸Bモード断層像においては、血管中心〇を通る超音波ビーム近傍の狭い領域でしか血管の内膜面が描出されない。

【0007】

また、リニア走査において、特願 20001 - 249398 号に開示された方法を適用して、血管壁の運動を計測する場合、血管壁に対して実質的に垂直にならない超音波ビーム位置においては、図 2 に示すように、超音波ビームと血管壁の運動方向が一致せず、血管壁の位置を追跡することができない。図 2 (a) に示す血管拡張前において、血管のある部位に当たっていたビームは、同(b) の血管拡張後において、血管の異なる部位に照射されてしまっている。これでは、位置追跡は不可能である。

【0008】

総頸動脈が内頸動脈と外頸動脈とに分岐する部位における流入口・出口（図 3 (a) の点線の楕円で囲んだ部分）は、動脈硬化の好発部位である。しかし、分岐部は図 3 (a) のように膨らみを持つことから、リニア走査による血管軸に沿った断面（長軸）の断層像において、例えば、図 3 で「関心点」と表示した部位において、超音波ビームを血管壁と直交させることができない。従って、関心点においては、その内膜・中膜の描出が難しく、動脈硬化の進展の指標である内膜・中膜の厚さの計測ができない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本願発明は、超音波ビームと血管壁が常に実質的に垂直となるように走査する超音波測定方法及びこれに用いる測定装置を提供することを目的とする。

【0010】

また、本願発明は、これにより、各超音波ビーム照射位置において血管壁の内膜・中膜領域を精度良く描出するとともに、血管壁の運動を正確に測定できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本願発明に係る超音波測定装置は、複数の振動子がリニア配列されたアレイ振動子と、前記各振動子に対応して設けられた遅延器群と、前記各振動素子の励振を制御することにより超音波ビームを形成させる制御手段であって、前記各遅延器の遅延量を制御することにより、超音波ビームが血管壁と実質的に直交するように走査させる制御手段とを有する。

【0012】

本願発明にかかる超音波測定方法は、経時的に肉厚が変化する管を超音波で測定する方法であって、第 1 の超音波発信ビームと第 2 の超音波発信ビームを前記管の内壁に対して実質的に垂直に当て、前記第 1 の超音波発信ビームは前記第 2 の超音波発信ビームと平行ではないというものである。

【0013】

本願発明は、経時的に肉厚が変化する管を超音波で測定する超音波測定方法であって、第 1 の超音波発信ビームと第 2 の超音波発信ビームを前記管の内壁に対して実質的に垂直に当て、第 1 の超音波発信ビームは第 2 の超音波発信ビームと平行ではない、超音波測定方法にかかる。第 1 の超音波発信ビームと第 2 の超音波発信ビームは、前記管の内壁に対して $90 \pm 14^\circ$ の角度を有することが好ましい。

10

20

30

40

50

【0014】

また、本願発明は、経時に肉厚が変化する管を超音波で測定するための超音波測定機構であって、管の内壁に対して実質的に垂直に発信された第1の超音波発信ビームとは異なり、かつ、管の内壁に対して実質的に垂直な方向に第2の超音波発信ビームを発信する超音波発信手段を具備する、超音波発信機構にかかる。具体的には、この超音波発信手段は、複数の振動素子からなり、それぞれの前記振動素子に対して予め定められた遅延量を入力することによって、前記超音波発信ビームを発信するものである。なお、第1の超音波発信ビームと第2の超音波発信ビームは、前記管の内壁に対して $90 \pm 14^\circ$ の角度を有していることが好ましい。

【発明の効果】

10

【0015】

従来型のリニア走査においては、超音波ビームが互いに平行となるように走査されるため、血管の短軸（輪切り）断面では、血管の中心軸を通るただ1本の超音波ビームしか血管壁と垂直にはならない。また、頸動脈分岐部は膨らみを持っているため、動脈硬化の好発部位である分岐部流入口・流出口の血管壁と超音波ビームが直交せず、血管壁を描出することができなかつた。

【0016】

本願発明によれば、超音波ビームと血管壁が常に実質的に垂直（ $90 \pm 14^\circ$ ）となるように走査することにより、全超音波ビーム位置において血管壁を描出できるとともに、血管壁の運動を正確に測定することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本願発明にかかる超音波測定装置は、振動素子をリニア配列してアレイ振動子を構成し、各振動素子にはそれぞれ対応する遅延器を介して送信パルスを供給する。リニア型電子スキャンプローブの複数個の振動子に、それぞれ遅延時間を設けて順次駆動すると、斜め方向に波面が合成され、ある角度を持ってビームが放射される。

30

【0018】

そして、各遅延器の遅延量を制御手段によって制御することによりアレイ振動子から放射される超音波ビームを、1) 血管短軸（輪切り）断面の場合には血管中心Oを通るように、2) 頸動脈分岐部長軸断面の場合には流入口と流出口の血管壁に接する円（図3(b)参照）の中心（例えば、2点O₁とO₂）を通るように走査する。これによって、超音波ビームと血管壁を実質的に直交させることができる。

【0019】

本願発明にかかる超音波測定装置において、超音波ビームの走査は、所定数の振動素子を1送受信グループとしてこの送受信グループの組み合わせをアレイに沿って順次シフトさせていくとともに、その送受信グループを構成する各振動素子の遅延量の調整により設定方向へビームを形成し、送受信グループのシフトにつれて各振動素子に与える遅延量を変化させることにより実現する。

30

【0020】

この構成において、各遅延器に与える遅延量は、1) 血管の短軸（輪切り）断面においては血管中心、2) 頸動脈分岐部長軸（血管中心軸に沿った）断面では流入口と流出口の血管壁に接する円の中心、から前記各振動素子までの距離に基づき決定する。このことは、逆に言えば、1つの探触子でも、遅延量の設定の仕方によって様々な深さの血管を測定できることを意味する。

40

【0021】

図4に本実施形態における超音波走査機構の概念図を示す。本実施形態では、複数（例えば200個）の振動素子2からなるリニアアレイ振動子において、リニア走査の場合と同様にして、送受信に用いる振動素子2を時間とともに順にシフトしていく。所定数の振動素子2を1つの送受信グループ3として一度に駆動し、送受信を行う。この送受信グループ3は、送受信ごとに所定振動素子数分ずつシフトされる。

50

【0022】

本実施形態では、1つの送受信グループ3内の各振動素子2の遅延量4は、図4に示すような座標系を適用し、1つの送受信グループの中心の振動子(位置($x_0, 0$))に与える遅延量を基準とすると、ビーム通過点1の位置(X_0, Z_0)と、各振動素子2の位置($x_n, 0$)により決定することができる。

【数1】

$$\tau_n = \frac{\sqrt{Z_0^2 + (x_n - X_0)^2}}{v_0} - \frac{\sqrt{Z_0^2 + (x_0 - X_0)^2}}{v_0} \quad (n = -N, -N+1, \dots, 0, \dots, N) \quad \cdots (1)$$

ここで、 v_0 は媒質中の音速である。

10

【0023】

このようにして、順次送受信グループ3をシフトさせていくことにより、全超音波ビームがビーム通過点1すなわち血管中心Oを通るように走査することができ、いずれも壁に垂直に超音波を入射・反射させることができる。

【0024】

送受信制御回路9は、所定時間ごとに可変遅延パルス発生器7に対して送信パルスを出力するとともに、この送信パルスと同期したタイミングパルスを電子スイッチ5及び受信可変遅延回路8に供給する。可変遅延パルス発生器7は、所定時間ごとに供給される送信パルスに応じて、各振動素子2ごとについてトリガパルスを生成する回路であり、各振動素子ごとについて別個に遅延量4を設定することが可能となっている。遅延量4の設定は、ビーム通過点設定器10によって行われる。ビーム通過点設定器10により設定された遅延量4に基づき、可変遅延パルス発生器7は、各振動素子2に対応して、ビームの方向及びフォーカシングに応じた遅延量4をもったトリガパルスを発生する。高周波パルス発生器6は、このトリガパルスを電力増幅して振動素子2へ供給される駆動パルスを生成する。この駆動パルスは電子スイッチ5に入力される。電子スイッチ5は、送受信制御回路9からのタイミングパルスに応じて、リニア配列のアレイ振動子の振動素子2から送受信グループを選択する。すなわち、電子スイッチ5は、いま選択されている送受信グループ3の振動素子2についてのみオンとなり、駆動パルスを振動素子2へ伝える。そして、この駆動パルスにより送受信グループ3に含まれる振動素子2が駆動され超音波パルスを発振する。

20

【0025】

体内的血管などからのエコーは、まず振動素子2によって受信され、その受信エコー信号は電子スイッチ5を介して受信可変遅延回路8に入力される。受信可変遅延回路8は、各振動素子2ごとに対応して別個に遅延量4を設定することが可能であり、可変遅延パルス発生器7と同様に遅延量4の設定がなされる。受信可変遅延回路8内での遅延量4の設定も、ビーム通過点設定器10によってなされる。受信エコー信号は、この受信可変遅延回路8にて所定の遅延を受けたのち加算され、加算後の信号を処理することにより血管壁の断層像が得られる。また特願2001-249398号に示される方法を適用することにより、血管壁の運動や粘弾性特性などが得られる。

30

【0026】

ビーム通過点設定器10は、各振動素子についての遅延量をテーブルとして有しており、この遅延量データが可変遅延パルス発生器7や受信可変遅延回路8に設定される。テーブルには、ビーム通過点の深さと各振動素子2のアレイ内における位置から演算された遅延量があらかじめ作成され登録されている。深さの異なる複数のビーム通過点についての遅延量を求めてテーブルに登録しておけば、それら各ビーム通過点を選択することにより、異なる深さの血管に関しても超音波ビームと血管壁と直交するように走査することができる。

40

【0027】

第一の実施形態では、上記のような超音波発生回路を用いて超音波を発生させ、これを図2に示す血管短軸(輪切り)断面では断面を円と近似し、すべてのビーム通過点を血管

50

中心Oに設定することで、超音波の照射方向と血管壁とを直行させることができる。

【0028】

また、第二の実施形態では、図3(a)に示すような頸動脈分岐部の長軸(血管中心軸に沿った)断面では分岐部を橢円(図3(a)の点線)と仮定して、流入口と流出口の血管壁関心点に対応する前記橢円上の点に接する複数の円を設定する。そして、超音波ビームを各々の円の中心を通るように走査することで、超音波の照射方向と血管壁とを直交させることができる。

【0029】

第二の実施形態の場合、以下のようにして、例えば、2つのビーム通過点を設定する。まず、図3(a)の点線に示すように分岐部を、図3(b)に示すように分岐部の中心Oを原点とするx-y座標系で表し、分岐部の形状を橢円と仮定し、その長径と短径をそれぞれa、bと設定すると、橢円の式は、

【数2】

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad \dots (2)$$

で表される。これは、断層像上で血管壁に最も整合する橢円を表示させることで自動的にa、bとOを中心とする座標系を計測により決定できる。

【0030】

次に、流入口と流出口の関心点A、B、C、Dと橢円の中心Oとの血管軸方向の距離を c_i ($i=1, 2$)と設定する。これら長径a、短径b、及び関心点A、B、C、Dと橤円中心Oとのx軸方向の距離 c_i ($i=1, 2$)を用いて、流入口と流出口の4つの関心点において、前記仮定した橤円と接する円の中心の O_1' ($m_1, 0$)と O_2' ($m_2, 0$)の位置は、以下のように決定できる。例えば、流入口における関心点Aに関しては、その座標を(c_1, d)とすると、関心点Aにおける上記の橤円の接線の方程式は(3)式で示される。

【数3】

$$\frac{c_1 x}{a^2} + \frac{dy}{b^2} = 1 \quad \dots (3)$$

また、関心点Aで上記の橤円と接する円は、半径をrとおくと、

【数4】

$$r = \sqrt{(c_1 - m_1)^2 + d^2} \quad \dots (4)$$

30

であるから、円の方程式は、

$$(x - m_1)^2 + y^2 = r^2 \quad \dots (5)$$

で表される。また、関心点Aにおける円の接線の方程式は(6)式で示される。

$$(c_1 - m_1)(x - m_1) + dy = r^2 \quad \dots (6)$$

(6)式にrを代入して変形すると、

$$(c_1 - m_1)x + dy = c_1^2 + d^2 - c_1 m_1 \quad \dots (7)$$

となる。

【0031】

点Aにおける2つの接線の方程式を一致させれば、橤円を複数の円で近似したときの点Aを通る円の中心 O_1' を通過するビームは点Aで壁に直交させることができる。そのため、(3)式と(7)式のyの係数を等しくするため(3)式を b^2 倍した結果と(7)式のxの係数と定数項どうしがそれぞれ等しいことから、(8)式と(9)式が得られる。

【数5】

$$\frac{c_1 b^2}{a^2} = c_1 - m_1 \quad \dots (8)$$

$$b^2 = c_1^2 + d^2 - c_1 m_1 \quad \dots (9)$$

したがって、(8)式より

10

20

40

50

【数6】

$$m_1 = c_1 \left(1 - \frac{b^2}{a^2} \right) \quad \dots \quad (10)$$

が得られ、流入口の関心点に接する円の中心 O_1' ($m_1, 0$) が決定できる。

【0032】

さらに、(10)式の結果を(9)式に代入して、 d^2 に関して整理することによって、次式が得られる。

【数7】

$$d^2 = b^2 \left(1 - \frac{c_1^2}{a^2} \right) \quad \dots \quad (11)$$

10

【0033】

これによって、橈円中心 O から x 軸方向に c_1 だけ離れた点 A, B の y 座標 d が決定できる。さらに、これらの点に超音波ビームを送信・受信するときの角度 θ は、次のように決定できる。

【数8】

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{c_1 - m_1}{d} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{c_1 b}{a \sqrt{a^2 - c_1^2}} \right) \quad \dots \quad (12)$$

20

【0034】

以上より、1) 分岐部の断層像から、最も分岐部の形状に整合する橈円と整合できる範囲を決定して、その長軸 a 、短軸 b 、座標系を定めた上で、2) 橈円の中心 O から x 軸方向に c_1 だけ離れた点 A, B を表示するためには、(10)式で決められる中心 O_1' ($m_1, 0$) を通り、(12)式で決められる θ だけ傾いた超音波ビームを用いることによって、ほぼ常に壁に垂直に超音波ビームを送受信することができる。

【0035】

図5に、第二の実施態様による、頸動脈分岐部の長軸断面における超音波走査及び画像化法の概念図を示す。分岐部の流入・流出口近傍を描出する場合には、図5のようにリニアアレイ振動子上に開口面1、開口面2を設定し、開口面1は O_1' を通るように、開口面2は O_2' を通るように、開口面1と開口面2に関して交互に走査を行う。上記のように走査して得られた反射波のデータから、図5の斜線で示す部位に関して画像化することで、血管壁に対して、常にほぼ垂直に入射して反射された受信信号から、画像を構成でき、動脈硬化の好発部位である頸動脈分岐部の流入・流出口近傍の血管壁の内膜・中膜領域を描出することができる。

30

【実施例1】

【0036】

図6のような条件で、第一の実施形態に従って超音波ビームの走査を行った。
超音波ビームを0.2mm間隔で44方向に照射し、それぞれのビームが血管中心を表す点 O を通るように設計した。ビーム番号を k (-21~0~22) とし、それぞれのビーム照射中心位置を c_k と表す。 c_0 はプローブの中心である。プローブから点 O までの距離を L_i とすると、ビーム照射中心位置 c_k での垂直方向からのビーム傾斜角度 α_k 、各ビームの焦点距離 f_k はそれぞれ次のように表される。

40

$$d_k = 0.2 * k \quad [\text{mm}] \quad \dots \quad (13)$$

$$\alpha_k = \arctan(d_k/L_i) \quad \dots \quad (14)$$

$$f_k = (L_i / \cos \alpha_k) + 9 \quad [\text{mm}] \quad \dots \quad (15)$$

(15)式の右辺において、焦点位置を血管後壁後方に定めるため、ビーム照射中心位置 c

50

$_{\text{L}}$ と血管中心点 0とのあいだの距離に 9mmを加えている。これは超音波ビームの焦点位置を壁よりも深い位置に設定することで、ビーム径が大きくなり、血管の位置ずれによる影響を低減できるからである。プローブから血管中心 0間の距離 L_1 を変えることにより、被験者毎に血管の深さが異なる場合でも超音波ビームと血管壁が直交するようにビーム走査可能となる。

【0037】

図 7 (a)と図 7 (b)に、リニア走査（従来例）及び本実施例により得られた頸動脈の短軸（輪切り）断層像をそれぞれ示す。従来例であるリニア走査により得られたBモード断層像では、血管中心を通る超音波ビームの近傍約 0.9 mm程度の範囲のみでしか、超音波ビームは血管壁に対して実質的に垂直にはならない。従って、この近傍領域においてのみ内膜面を確認できる。他方、本実施例で得られたBモード断層像では、全ての超音波ビーム位置において内膜面が明瞭に確認できる。

【0038】

図 8 に従来例、本実施例によって得られた超音波像を解析して得た心拍動に伴う血管壁の厚みの変化を示す。従来例であるリニア走査で計測を行った場合、超音波ビームが血管壁と直交しているビーム位置（図 7 (a)の I_1 ）では図 8 (a)に示すように厚み変化が再現性良く計測されているが、図 7 (a)のビーム位置 I_2 のように超音波ビームと壁が直交していないビーム位置では、心拍動により計測点が超音波ビームから外れるため、図 8 (b)のように厚み変化が正しく得られなかった。図 8 (b)では、超音波ビームと血管壁が直交しないことにより超音波の反射強度が低下するので、反射波のS/Nが劣化し、拍間の再現性が低下していることも窺われる。

【0039】

他方、本実施例においては、図 7 (a)におけるビーム位置 I_2 のように従来例によるリニア走査では超音波ビームと血管壁を直交させることができない位置（図 7 (b)のビーム位置 I'_2 ）においても、図 8 (c)に示すように、厚み変化が再現性良く計測されている。

【0040】

図 9 (a)と図 9 (b)にはそれぞれ、従来例によるリニア走査と本実施例で計測した、各超音波ビーム位置における血管壁の厚み変化の 6 拍分の平均値と標準偏差をそれぞれ示す。図 9 (a)のリニア走査による計測結果から分かるように、超音波ビームが血管中心 0を通る状態、すなわち超音波ビームと血管壁が直交している状態から 14 度以上外れると、計測された厚み変化の再現性が低下することから、血管壁の厚み変化を精度良く計測するためには、超音波ビームと血管壁を直交状態から ± 14 度以内に保つ必要があると考えられる。一方、本実施例による測定法では、図 9 (b)に示すように全超音波ビーム位置において、ビームと血管壁の直交性が保たれているため、全ビーム位置において血管壁の厚み変化が再現性良く計測されていることが分かる。なお、本実施例においても直交性については、上記事実から ± 14 度以内であれば実用性が認められる。

【産業上の利用可能性】

【0041】

本明細書においては、血管を実例として本件発明を説明したが、本件発明の適用は血管のみに限定されるものではない。経時的にその直径が収縮する管の肉厚等を測定するために本件発明は適用できる。また、経時的に直径が収縮していない管においても、本件発明は適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図 1】リニア走査（従来例）による血管の測定を示す図である。

【図 2】心拍動による血管壁の運動を示す図である。

【図 3】頸動脈分岐部における超音波走査を示す図である。

【図 4】本実施形態における超音波走査及び送受信系を示す図である。

【図 5】頸動脈分岐部の長軸断面における超音波走査及び画像化法を示す概念図である。

【図 6】本実施例によるビーム走査の概略図である。

10

20

30

40

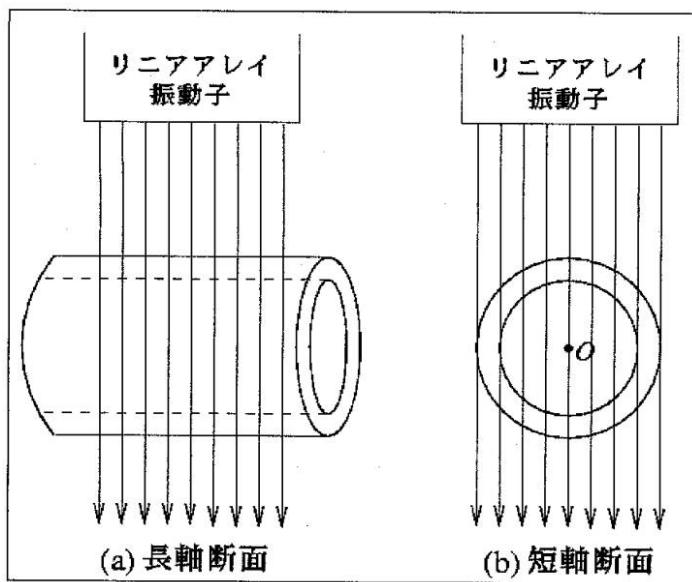
50

【図7】リニア走査（従来例）、本実施例によって計測された頸動脈の短軸Bモード断層像である。

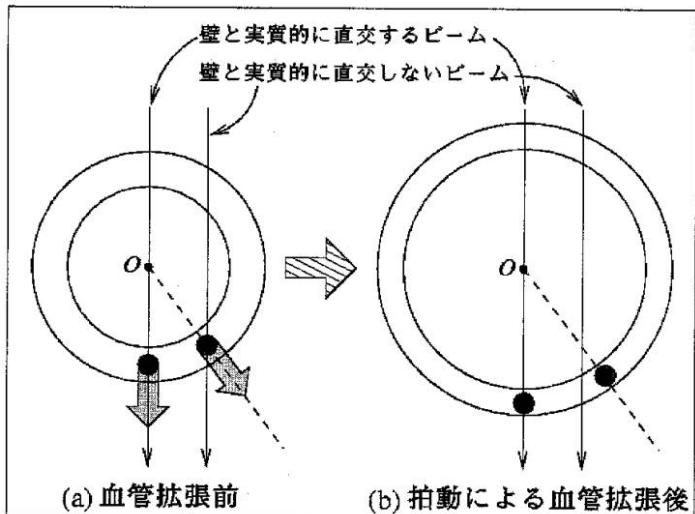
【図8】リニア走査（従来例）、本実施例によって計測された、拍動に伴う頸動脈壁の厚み変化波形である。

【図9】リニア走査（従来例）、本測定法によって計測された、各超音波ビーム位置における頸動脈壁の厚み変化の6拍の平均値と標準偏差を示す図である。

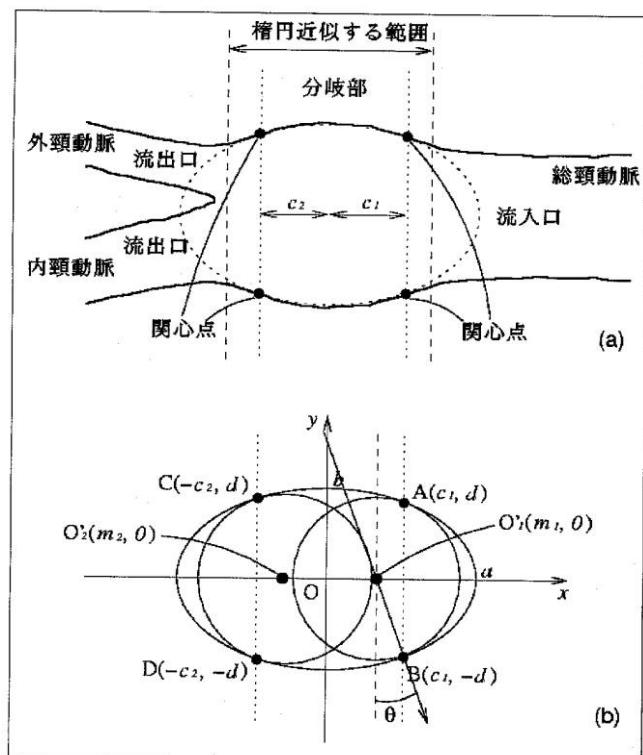
【図1】



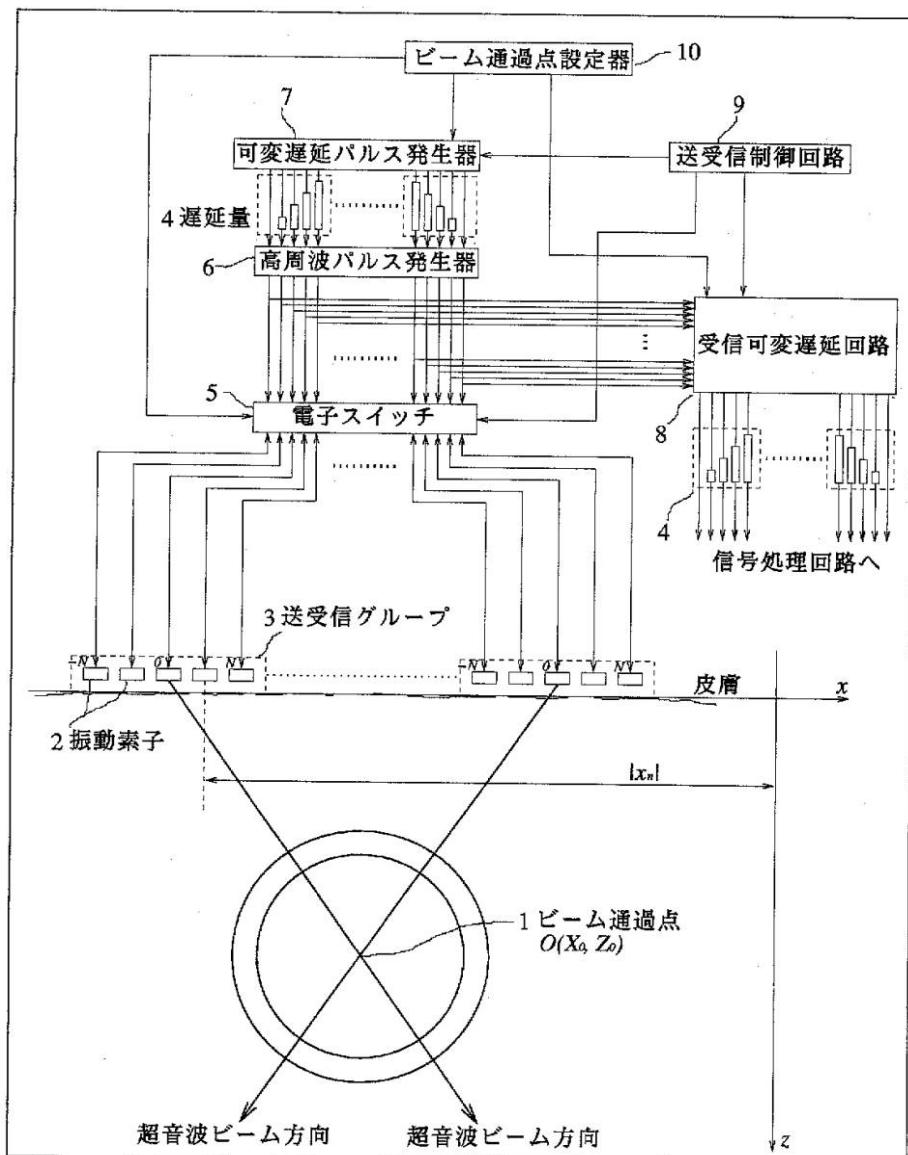
【図2】



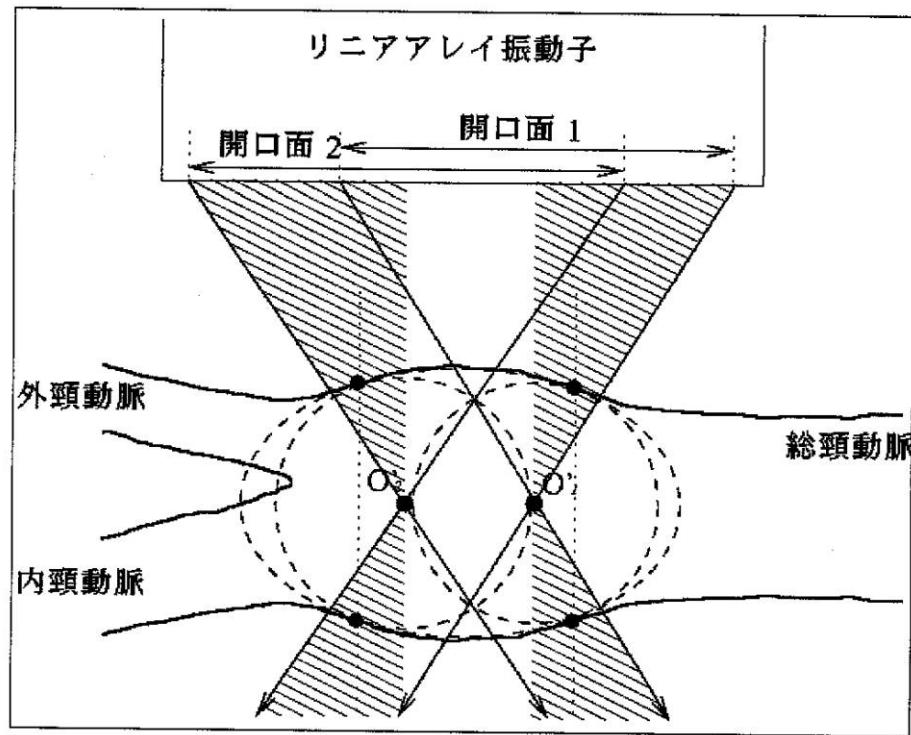
【図3】



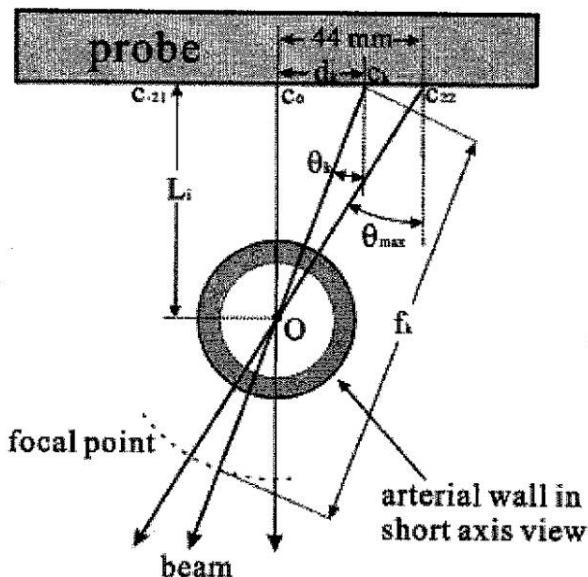
【図4】



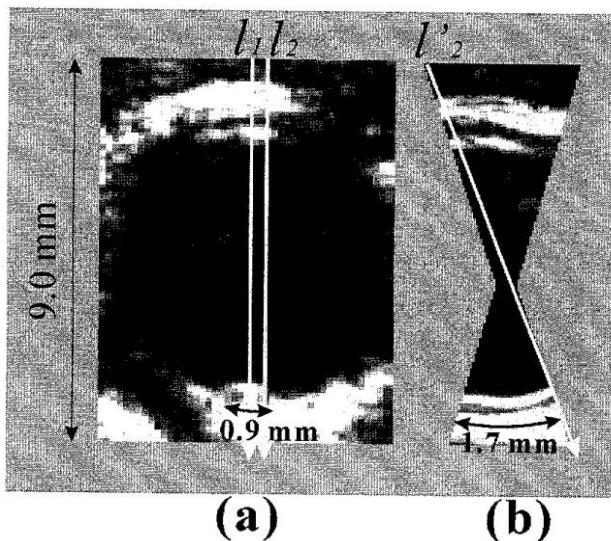
【図5】



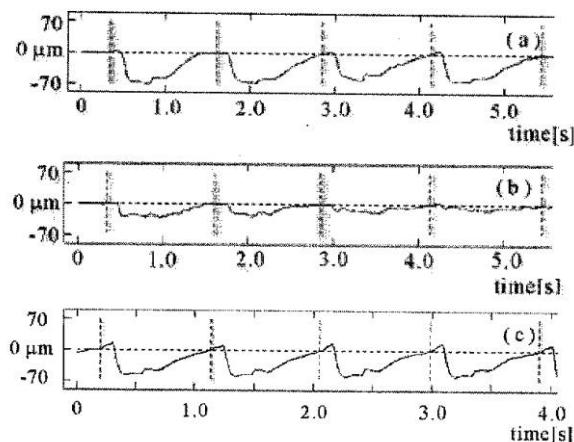
【図6】



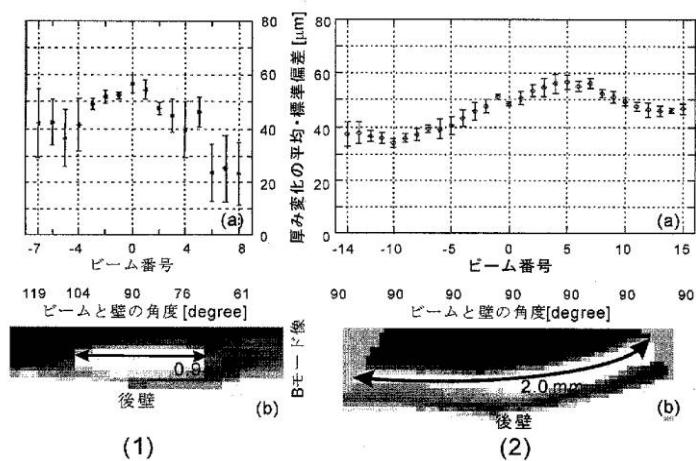
【図7】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	超声波测量方法，超声波发生机制		
公开(公告)号	JP2005074146A	公开(公告)日	2005-03-24
申请号	JP2003311468	申请日	2003-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	金井 浩		
申请(专利权)人(译)	金井 浩		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之		
发明人	金井 浩 長谷川英之		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F1分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F-Term分类号	4C601/BB21 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB12 4C601/HH02 4C601/HH14 4C601/HH21 4C601/HH27 4C601/HH31 4C601/JC08		
代理人(译)	正弘Sameshima		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 提供一种用于扫描超声波束和血管壁以使其始终基本彼此垂直的超声波测量方法，以及用于该超声波测量方法的测量装置。可视化良好，能够准确测量容器壁的运动。[解决方案] 提供了一种阵列换能器，在该阵列换能器中线性地布置了多个换能器，设置了与每个换能器相对应的一组延迟装置，以及用于通过控制每个换能器元件的激励来形成超声波束的控制装置。超声波测量装置具有控制装置，该控制装置用于通过控制各延迟装置的延迟量来扫描超声波束，以使其大致垂直于血管壁。 [选择图]图4

